

⑫ 公開特許公報(A)

平1-131648

⑬ Int. Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成1年(1989)5月24日

A 61 B 10/00
5/02
B 60 K 28/06
B 64 D 45/00

3 2 2

V-8119-4C
8119-4C
A-6948-3D
A-7615-3D

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 覚醒度判定装置

⑯ 特 願 昭62-290878

⑰ 出 願 昭62(1987)11月18日

⑱ 発 明 者 伊 藤 正 彦 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 日本電装株式会社内
⑱ 発 明 者 吉 見 知 久 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 日本電装株式会社内
⑱ 発 明 者 高 田 和 之 愛知県豊田市栄生町2丁目1番地 豊田工業高等専門学校内
⑱ 発 明 者 渡 辺 與 作 愛知県豊田市栄生町2丁目1番地 豊田工業高等専門学校内
⑲ 出 願 人 日本電装株式会社 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
⑳ 代 理 人 弁理士 長谷 照一

明 細 書

1. 発明の名称

覚醒度判定装置

2. 特許請求の範囲

人間の心拍を順次検出する検出手段と、各検出心拍の周期を順次演算する演算手段と、前記心拍の周波数と強度との関係を表すスペクトル分布データを複数の前記演算周期に基きフーリエ変換により求めるフーリエ変換手段と、前記スペクトル分布データに基き前記心拍の周波数0.1近傍の前記強度のピークをサーチするサーチ手段と、前記サーチピーク強度に応じ、人間の覚醒度の低下が許容限界内にあるか否かを判定する判定手段とからなる覚醒度判定装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、車両の運転者、船舶或いは航空機の操縦者、単純作業者等の人間の覚醒度を判定するに適した覚醒度判定装置に関する。

(従来技術)

従来、この種の覚醒度判定装置においては、例えば、特開昭59-22537号公報に示されているように、車両の運転者の指に入射する発光ダイオードからの光が、指内の血管を通る血液により反射されてホトランジスタにより受光されたとき、この受光量が、前記血液の量の運転者の心拍(或いは心拍に相当する脈波)に同期した変化に応じて変化すること、及び心拍の周期の平均値と同周期のパラツキとが共に大きくなったとき、運転者が居眠り状態になることを利用して、この居眠り状態を判定するようにしたものがある。

(発明が解決しようとする問題点)

しかしながら、このような構成においては、上述した心拍の周期が、種々の外乱に起因する周期成分をも含むため、居眠り状態の判断に的確性を欠くという難点がある。

これに対し、本発明者等は次のような実験を行った。ある被験者の心電図にその心臓の鼓動毎に表われる一連の心拍P、Q、R、S、T、U(第2図参照)のうち、最大振幅を有する心拍Rの

間隔（即ち、心拍Rの周期T）の変動を心拍数の増大に応じ時系列的に測定したところ、第3図に示すようなデータとして得られた。これによれば、心拍Rの周期Tは、80～140 (ms) の範囲内にほぼ収まることが分かる。

しかして、第3図のデータに対し、時系列の周波数スペクトル分析を行ったところ、周波数 $F = F_0 \approx 0.1$ (即ち、心拍Rの10拍近傍)あたりのゲインGが、第4図に示すごとく非常に大きくなる旨、確認できた。また、これに著目して、被験者の覚醒度の低下状態を各種条件のもとに実験してみたところ、第5図に示すような実験結果が得られた。但し、時刻 $t = t_1$ (分) のとき被験者が覚醒状態にあり、また $t = t_2$ (分) のとき被験者が許容限界を超える覚醒度低下状態に入ったものとする。また、第5図において、各直線 L_a 、 L_b 及び L_c は、共に、時刻 $t = t_1$ から $t = t_2$ への経過（即ち、覚醒度の覚醒時から入眠直前までの低下）に伴うゲインGの変動率（以下、ゲイン変動率という）を表わす。かかる場合、

直線 L_a は、周波数 $F = F_0$ 近傍をパラメータとした場合を表わし、直線 L_b は、〈周期Rの標準偏差/周期Rの平均値〉をパラメータとした場合を表わし、また、直線 L_c は心拍Rの数をパラメータとした場合を表わす。これによれば、各直線 L_b 、 L_c による場合に比べて、直線 L_a による場合の方が、ゲイン変動率の変化が著しく大きいことが分かる。また、以上のような実験結果が、上述の一連の心拍P、Q、R、S、T、Uの合成に相当する脈波に対しても同様に成立することも分かった。

そこで、本発明者等は、このような実験結果を基にして、人間の覚醒度の低下を的確に判定できるような覚醒度判定装置を提供しようとするものである。

（問題点を解決するための手段）

かかる問題の解決にあたり、本発明の構成は、第1図にて例示するごとく、人間の心拍を順次検出する検出手段1と、各検出心拍の周期を順次演算する演算手段2と、前記心拍の周波数と強度と

の関係を表すスペクトル分布データを複数の前記演算周期に基きフーリエ変換により求めるフーリエ変換手段3と、前記スペクトル分布データに基き前記心拍の周波数0.1近傍の前記強度のピークをサーチするサーチ手段4と、前記サーチピーク強度に応じ、人間の覚醒度の低下が許容限界内にあるか否かを判定する判定手段5とからなるようにしたことにある。

（作用）

このように本発明を構成したことにより、検出手段1が人間の心拍を順次検出すれば、演算手段2が前記検出心拍の周期を順次演算し、フーリエ変換手段3が複数の前記演算周期に基き前記スペクトル分布データをフーリエ変換により求め、サーチ手段4が前記スペクトル分布データに基き前記心拍の周波数0.1近傍の前記強度のピークをサーチし、かつ判定手段5が、同サーチピーク強度に応じ、人間の覚醒度の低下度を判定する。これにより、前記心拍の周波数0.1近傍のピーク強度変化を前提とし、人間の覚醒度の好ましく

ない低下を的確に精度よく認識できる。

（実施例）

以下、本発明の一実施例を図面により説明すると、第6図は、車両に適用された本発明に係る覚醒度判定装置の一例（光電脈波法による）を示している。覚醒度判定装置は、当該車両のステアリングハンドル10の右側把持部11に装着したホトカブラ20と、このホトカブラ20に接続した発光駆動回路30及び前置増幅器40を備えており、ホトカブラ20は、第7図に示すごとく、ステアリングハンドル10の右側把持部11の内周面凹所に嵌着した絶縁基板21と、この絶縁基板21に互いに並行に間隔を付与して嵌装した発光ダイオード22及びホトトランジスタ23とによって構成されている。但し、発光ダイオード22の発光面及びホトトランジスタ23の発光面は共に絶縁基板21の裏面から外方へ露呈している。

しかして、このように構成したホトカブラ20においては、運転者の右手の親指が、第7図に示すごとく、発光ダイオード22の発光面及びホト

トランジスタ23の受光面を覆うように絶縁基板21の表面に接触したとき、発光ダイオード22から生じる光が、前記親指内の血管を通る血液により反射されてホトトランジスタ23に入射する。ホトトランジスタ23は、その入射光量に対応するレベルにて受光信号を生じる。かかる場合、ホトトランジスタ23への入射光量は、上述した血液の量の運転者の脈波に同期した変化に応じて変化する。

発光駆動回路30は発光ダイオード22から所定量の光を連続的に生じさせるべく同発光ダイオード22を駆動する。前置増幅器40は、ホトトランジスタ23からの受光信号を増幅し増幅信号として発生する。フィルタ50は、前置増幅器40からの増幅信号の周波数成分中のノイズ成分を除去し残余の成分をフィルタ信号として発生する。主増幅器60はフィルタ50からのフィルタ信号を増幅し増幅信号を発生する。A-D変換器60aは主増幅器60からの増幅信号をデジタル信号にデジタル変換する。マイクロコンピュータ

70は、第8図に示すフローチャートに従いコンピュータプログラムの実行をA-D変換器60aとの協働により行い、この実行中において、プザ-90に接続したプザ-駆動回路80の制御に必要な演算処理を行う。

以上のように構成した本実施例において、運転者がその両手でステアリングハンドル10を把持して当該車両の運転走行を開始するとともに本発明装置を作動状態におけば、発光駆動回路30の駆動下にて発光ダイオードから生じる所定量の光が、運転者の右手の親指(第7図参照)内に入射し、同親指内の血管を通る血液により反射され、この反射光がホトトランジスタ23によって受光される。このとき、ホトトランジスタ23の受光量は、前記血液の量の運転者の各脈波(第9図参照)に同期した変化に応じて変化する。

従って、このように変化する受光量に応じて変化するレベルにて受光信号が、ホトトランジスタ23から生じ、前置増幅器40により増幅信号として増幅される。ついで、フィルタ50が前置増

幅器40からの増幅信号にตอบสนองしてフィルタ信号を発生すると、このフィルタ信号が、主増幅器60により増幅信号として増幅され、A-D変換器60aによりデジタル信号に変換されてマイクロコンピュータ70に入力する。また、このマイクロコンピュータ70は、本発明装置の作動開始と同時に、第8図のフローチャートに従いステップ100aにてコンピュータプログラムの実行を開始し、ステップ110にて、初期化を行う。

しかし、コンピュータプログラムがステップ120に進むと、マイクロコンピュータ70が、A-D変換器60aからのデジタル信号の値の連続する二つのピーク値に基づき、運転者の脈波の周期Tを演算するとともに、この周期Tの数を $N=1$ とセットする。但し、数Nはステップ110にて「0」と初期化されているものとする。以後、 $N=N_0$ (第8図及び第9図参照)となるまで、ステップ120における周期Tの演算及び数Nの加算更新、並びにステップ130における「 N_0 」との判別が繰返される。なお、符号 N_0 は、例え

ば、60としてマイクロコンピュータ70のROMに予め記憶されている。

然る後、ステップ130における判別が「YES」になると、マイクロコンピュータ70が、ステップ140にて、次の関係式(1)に基づき $N=N_0$ 個の周期Tに応じフーリエ変換を行う。

$$P(F) = 2S_x^2(N) \left| 1 - \sum_{k=1}^N a(k) \exp(-j\pi Fk) \right|^{-2} \quad \dots (1)$$

但し、 $0 \leq F \leq 0.5$ (b o a t⁻¹) とする。

この関係式(1)において、 $P(F)$ はパワースペクトル密度関数を表わし、 $a(k)$ は次の関係式(2)における線形予測係数を表わす。また、 $S_x^2(N)$ は関係式(2)における残差の系列 $Z(t)$ の分散値を表わす。

$$\tilde{X}(t) = \sum_{k=1}^N a(k) \tilde{X}(t-k) + Z(t) \quad \dots (2)$$

この関係式(1)において、脈波の時系列的な間隔、即ち周期 T が $X(t)$ に相当する。しかし、ステップ140におけるフーリエ変換によって、周期 T の周波数スペクトル密度が、平均化した形で得られ、かつ周波数スペクトル(即ち、ゲイン G)のピークの位置が良好に得られる。なお、両関係式(1)(2)はマイクロコンピュータ70のROMに予め記憶されている。

コンピュータプログラムがスペクトル150に進むと、マイクロコンピュータ70がスペクトル140におけるフーリエ変換データに基づき周波数 F との関連にてゲイン G をサーチする。このサーチの結果、ゲイン G が所定ゲイン G_0 より低いときマイクロコンピュータ70が各ステップ120から160における演算を繰返す。但し、所定ゲイン G_0 は、 $F = F_0$ 近傍におけるゲイン G (第4図参照)のうち運転者の覚醒度低下許容限界のときのレベルに相当しマイクロコンピュータ70のROMに予め記憶されている。

然る後、ステップ160における判別が「YES

S」となると、運転者が居眠り運転状態直前にあるとの判断のもとに、マイクロコンピュータ70がステップ170にて警報出力信号を発生し、これに回答してブザー駆動回路80がブザー90を鳴動させる。これにより、運転者は居眠り運転状態直前にある旨警報を受ける。

なお、前記実施例においては、ステップ140におけるフーリエ変換をステップ130における「YES」との判別毎に N_0 個の周期 T に基づき行うようにしたが、これに代えて、第10図に示すように脈波毎に N_0 個の周期 T に基づきステップ140におけるフーリエ変換を行うようにしてもよい。

また、本発明の実施にあたっては、心電位法の活用下にて、ホトカブラ20に代えて、第11図に示すごとくステアリングハンドル10の表面中央部に絶縁部材12を固着し、この絶縁部材12の左側にて金属電極13をステアリングハンドル10の表面に固着し、一方、絶縁部材12の右側にて金属電極14をステアリングハンドル10の表面に固着して、運転者が両手でステアリング

ハンドル10を把持したとき、運転者の心拍 R に同期して両手間に生じる電位差の変動を両金属電極13、14から検出し、この検出結果を前記増幅器40Aにより増幅信号として増幅しフィルタ50に付与するようにしても前記実施例と同様の作用効果を達成できる。かかる場合、周期 T は脈波のそれに代えて心拍 R の周期を採用すればよい。

また、本発明の実施にあたり、警報手段としては、ブザー90に限ることなく、表示手段、音声合成手段その他の各種の報知手段を採用して実施してもよい。

また、前記実施例においては、車両の運転者の覚醒度の判定にあたり本発明を適用した例につき説明したが、これに限らず、船舶或いは航空機の操縦者、工場の単純作業者、患者等の覚醒度の判定に対し本発明を適用して実施してもよい。

4. 図面の簡単な説明

第1図は特許請求の範囲に記載の発明の構成に対する対応図、第2図は、心拍の例示図、第3図は心拍の周期と心拍数との関係を示すグラフ、第

4図は心拍のゲインと周波数との関係を示すスペクトル分布データを表わすグラフ、第5図はゲイン変動率と覚醒度の時間的低下との関係を示すグラフ、第6図は本発明の一実施例を示すブロック図、第7図は第6図におけるホトカブラの断面図、第8図は第6図のマイクロコンピュータの作用を示すフローチャート、第9図は心拍 R の周期の加算例を示す図、第10図は同加算例の他の例を示す図、及び第11図は前記実施例の変形例を示す要部ブロック図である。

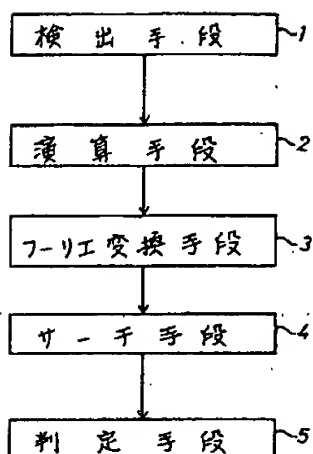
符号の説明

12・・・絶縁部材、13、14・・・金属電極、20・・・ホトカブラ、30・・・発光駆動回路、70・・・マイクロコンピュータ。

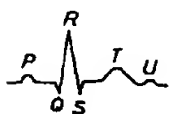
出願人 日本電装株式会社

代理人 弁理士 長谷 照 一

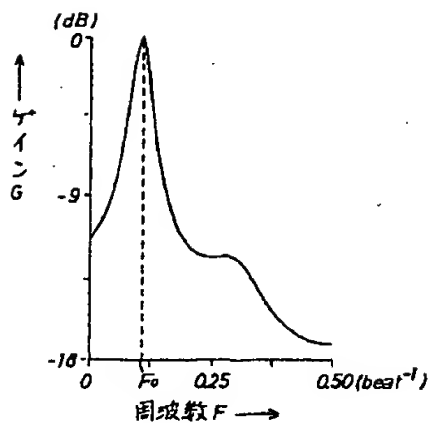
第1図



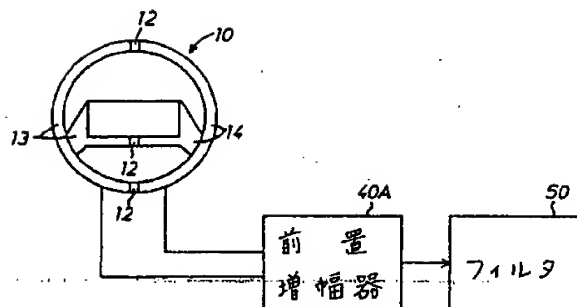
第2図



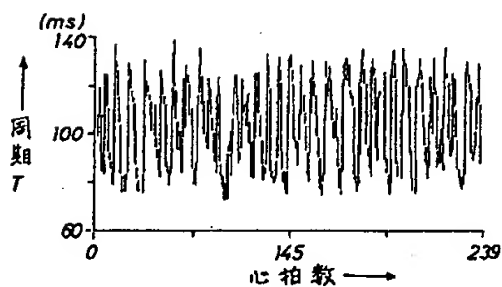
第4図



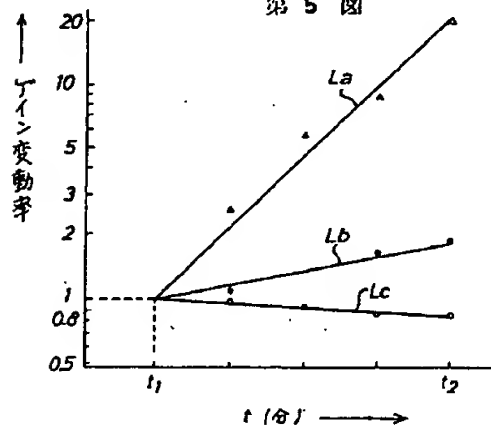
第11図



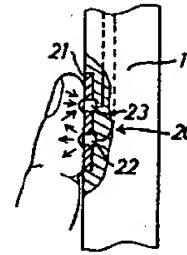
第3図



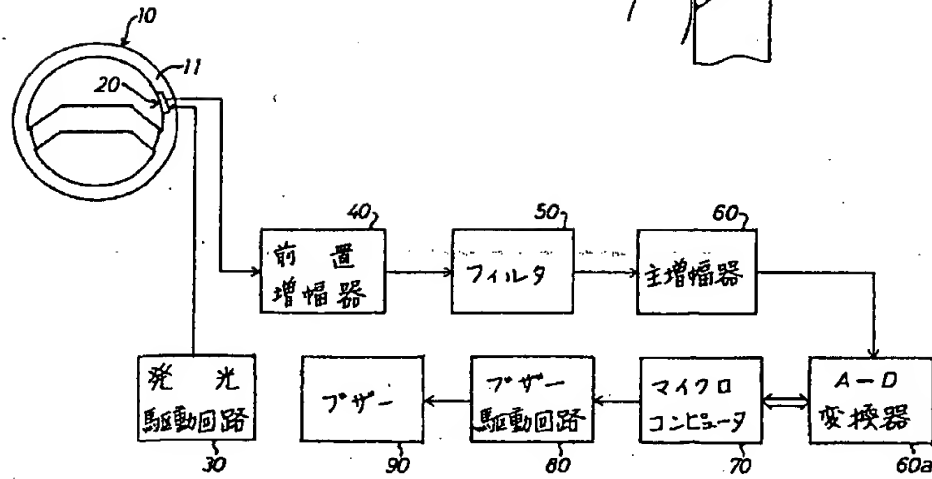
第5図



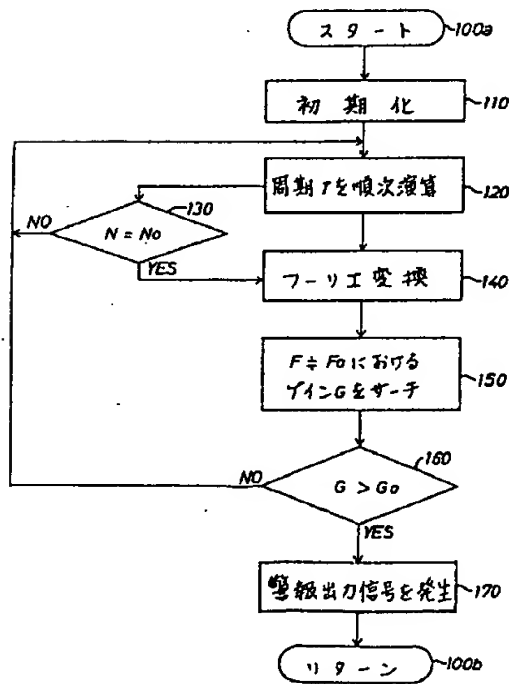
第7図



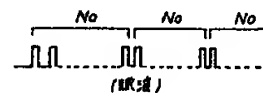
第6図



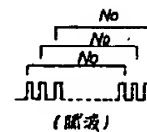
第8図



第9図



第10図



PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-131648

(43)Date of publication of application : 24.05.1989

(51)Int.Cl. A61B 10/00
A61B 5/02
B60K 28/06
B64D 45/00

(21)Application number : 62-290878

(71)Applicant : NIPPON DENSO CO LTD

(22)Date of filing : 18.11.1987

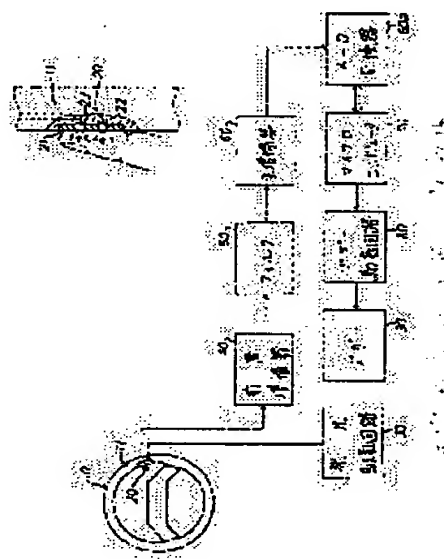
(72)Inventor : ITO MASAHIKO
YOSHIMI TOMOHISA
TAKADA KAZUYUKI
WATANABE YOSAKU

(54) VIGILANCE JUDGE APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To accurately judge the lowering of the vigilance of a human being, by successively detecting the heartbeat of the human being and calculating vigilance on the basis of vector distribution data showing the relation between the frequency and intensity of the heartbeat and a plurality of operation cycles by Fourier transform.

CONSTITUTION: When a driver grasps a steering wheel by both hands to start driving and running, a predetermined quantity of the light generated from a light emitting diode under the control of a light emitting drive circuit 30 is incident to the thumb of the right hand of the driver and reflected by the blood passing through the blood vessel in the thumb to be received by a phototransistor 23. At this time, the quantity of received light of the phototransistor 23 changes corresponding to the change of the quantity of blood synchronous to each pulse wave of the driver. This light receiving signal is inputted to a microcomputer 70 to perform Fourier transform. By this method, the frequency spectrum density of the time series interval of a pulse wave is obtained in an averaged form and the peak position of a frequency spectrum can be well obtained.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

JP-A-1-131648

According to the present invention constructed as mentioned above, when detecting means 1 sequentially detects the heartbeats of a human being, computing means 2 sequentially computes the cycles of the detected heartbeats, Fourier transform means 3 obtains the above-described spectral distribution by Fourier transformation on the basis of the above-described plural cycles of computation, search means 4 searches the peak of strength in the vicinity of frequency of 0.1 in the heartbeats in accordance with the spectral distribution and deciding means 5 decides the degree of deterioration of awakening of the human being in accordance with the searched peak strength. Thus, the undesirable deterioration of awakening of the human being can be properly and accurately recognized on the basis of a peak strength change in the vicinity of the frequency of 0.1 of heartbeats.